

⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑯ Patentschrift
⑯ DE 196 01 340 C 1

⑯ Int. Cl. 9:
A 61 F 2/36

⑯ Aktenzeichen: 196 01 340.2-35
⑯ Anmeldetag: 16. 1. 96
⑯ Offenlegungstag: —
⑯ Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 5. 6. 97

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

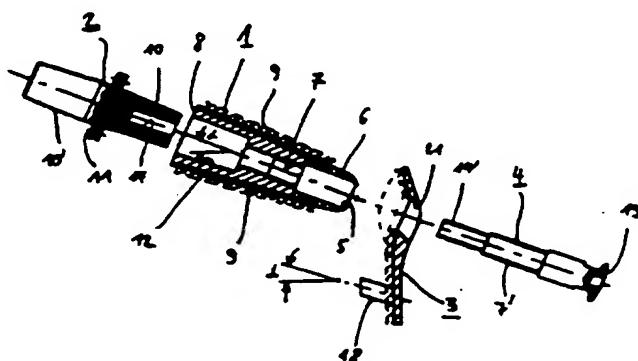
⑯ Patentinhaber:
ESKA Implants GmbH & Co. e, 23558 Lübeck, DE
⑯ Vertreter:
Fuchs, Luderschmidt & Partner, 65189 Wiesbaden

⑯ Erfinder:
Grundel, Hans, Dr., 23558 Lübeck, DE; Scholz, Jörg,
Prof., 14193 Berlin, DE
⑯ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht gezogene Druckschriften:

DE	27 24 234 C2
DE	38 07 824 A1
DE	30 17 953 A1
DE	94 12 408 U1
FR	28 74 122 A1
FR	28 26 189 A1
GB	21 66 359 A
US	49 78 740
WO	89 11 837

⑯ Schenkelhalsendoprothese für ein künstliches Hüftgelenk

⑯ Es wird eine Schenkelhalsendoprothese für ein künstliches Hüftgelenk beschrieben. Diese weist auf:
- eine zementlos im oberen Bereich eines Femurs unterhalb des Trochanter majoris implantierbare Hülse (1), mit deren proximalen Ende (8) ein Adapter (2) zur Aufnahme einer künstlichen Gelenkkugel (20) verbindbar ist, wobei die Hülsensubseite zumindest teilweise mit einer offnungsähnlichen dreidimensionalen Raumnetzstruktur (9) belegt ist, sowie
- eine Zugplatte (3), an der eine Zugschraube (4) ansetzbar ist, die durch eine Durchbohrung (5) im distalen Ende (6) der Hülse (1) in dessen Inneres setzbar und mit einem dort vorgesehenen Gewinde (7) verschraubbar ist.



Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Schenkelhalsendoprothese für ein künstliches Hüftgelenk.

Zur Behandlung eines disturierten, d. h. zerstörten Hüftgelenkkopf, woraus erhebliche Schmerzempfindungen und gravierende funktionelle Einschränkungen des Gelenks resultieren, haben sich im wesentlichen zwei Therapiemöglichkeiten während der letzten Jahrzehnte durchgesetzt.

Zum einen ist es möglich, die Patienten mit einer Orthese zu versorgen, d. h. also mit einem externen Stützapparat. Neben der Tatsache, daß diese Versorgungsmöglichkeit kosmetisch völlig unakzeptabel ist, ist sie auch versorgungstechnisch nur suboptimal.

Als weitere, weitverbreitete Möglichkeit ist vorgesehen, den Patienten mit einer Endoprothese zu versorgen, namentlich mit einer Hüftstielendoprothese, bei welcher ein Stiel in den zuvor freigeräumten Knochenmarksraum des Femurs eingesetzt wird und dort zementlos oder unter Verwendung eines Zements fixiert wird. An der proximalen Seite weist eine derartige Endoprothese dann die Möglichkeit des Anschlusses einer künstlichen Gelenkkugel vor.

Gerade die letzte Möglichkeit ist stark in der Patentliteratur vertreten. An dieser Stelle sei nur beispielhaft auf die DE 94 12 408 U1 hingewiesen.

Unter den einen oder anderen der in der Patentliteratur vorgeschlagenen Hüftstielendoprothesen gibt es einige Absätze, die recht vielversprechend sind im Hinblick auf die Langzeitstabilität im Patientenkörper. Früher oder später jedoch, beispielsweise nach 10 bis 15 Jahren, ist zu beobachten, daß die Endoprothese einem Verschleiß unterworfen ist, welcher zu der Notwendigkeit führt, in einem Revisionseingriff die implantierte Endoprothese zu entfernen und durch eine neue zu ersetzen. Dies ist freilich nicht ganz unproblematisch, da durch die Resektion und Ausräumung des Knochenmarkraumes ein nicht unerheblicher Anteil natürlichen Knochenmaterials als bei der Erstimplantation entfernt worden ist. Das einmal entfernte Material fehlt dann unter Umständen bei einem Revisionseingriff. Dies kommt insbesondere dann zum Tragen, wenn die Patienten relativ jung sind, bei denen also von vorn herein davon auszugehen ist, daß sie im Laufe ihres Lebens mindestens einem Revisionseingriff unterworfen werden müssen.

Eine Endoprothese, die mit einer gefüngfügigeren Resektion natürlichen Knochenmaterials auskommt als die bekannten Hüftstielendoprothesen ist bekannt geworden aus der DE 27 24 234 C2. Das darin beschriebene Prothesenteil wird im oberen Bereich eines Femurs, aber unterhalb des Trochanter minors implantiert, ohne daß ein Stiel in den Knochenmarksraum reichen würde. Diese auch als Druckscheibenprothese bezeichnete Prothese greift im wesentlichen mit einer proximalen Druckplatte über die Kortikalis des resezierten Femurs im Bereich des entfernten Hüftgelenkkopfes. Sie wird mit einer Druckplatte, die lateral am Femur anliegt, verspannt, derart, daß alle mechanischen Kräfte zwischen der Endoprothese und dem Femur direkt in die Kortikalschicht des Femurs eingeleitet werden, wodurch eine als unzulässig empfundene mechanische Beanspruchung der Spongiosa vermieden werden soll. Lediglich eine geringe Menge von Knochenzement ist die Arretierung der Druckscheibe im proximalen Bereich notwendig.

Die Philosophie dieser Prothese liegt – wie ausgeführt – die Annahme zugrunde, daß die Spongiosa des

Femurs möglichst wenig beansprucht werden soll. Dies wird erkauft durch eine extreme Belastung der Kortikalis des Femurs, indem nämlich sämtliche Kräfte darauf abgelastet und darin eingeleitet werden. Dies entspricht nach heutiger Erkenntnis in keiner Weise den natürlichen Belastungsverhältnissen.

Eine ganz ähnliche Prothese zeigt im übrigen die WO 89/11837, bei der die Funktion der proximalen Druckplatte gemäß der vorerwähnten Druckschrift wahrgenommen wird durch den speziell ausgebildeten Hüftgelenkkopf, der innenseitig mit einer Ausnehmung versehen ist, an der sich innenseitig der resizierte Femurstumpf unter Druckerzeugung anlegt.

Zwei Prothesen, bei denen augenscheinlich die Hauptlast von der Spongiosa des Femurknochens aufgenommen werden soll, sind bekanntgeworden aus der FR 26 26 169 A1 und der FR 26 74 122 A1. Bei der erstgenannten Druckschrift der beiden ist vorgesehen, einen proximal einen Steckkonus aufweisenden Gewindestöpseln in die Spongiosa einzuschrauben. Dies dürfte innerhalb kürzester Zeit zu schweren Instabilitätsproblemen führen. Bei der zweitgenannten Druckschrift der beiden wird eine einen Steckkonus tragende Platte mittels einer Reihe von Knochenschrauben befestigt, wobei die Knochenschrauben in die Spongiosa reichen. Auch hieraus ergeben sich ernsthafte Stabilitätsfragen, da die Spongiosa von Natur aus im Verhältnis zur Kortikalis des Femurknochens punktuell nur gering belastbar ist.

Vor diesem Hintergrund ist es daher die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Schenkelhalsendoprothese für ein künstliches Hüftgelenk anzugeben, die sich hinsichtlich der Krafteinleitung in den Femur bei nur relativ geringfügig notwendig werdenden Resektionen von natürlichen Knochenmaterial den natürlichen Verhältnissen herablich angepaßt als die vorerwähnte Prothese.

Gelöst wird diese Aufgabe dadurch, daß die Schenkelhalsendoprothese aufweist:

- eine zementlos im oberen Bereich eines Femurs unterhalb des Trochanter minors implantierbare Hülse, mit deren proximalen Ende ein Adapter zur Aufnahme einer künstlichen Gelenkkugel verbindbar ist, wobei die Hülsenußenseite zumindest teilweise mit einer offenmaschigen dreidimensionalen Raumnetzstruktur belegt ist, sowie
- eine Zugplatte, an der eine Zugschraube anschlagbar ist, die durch eine Durchbohrung im distalen Ende der Hülse in deren Inneres setzbar und mit einem dort vorgesehenen Gewinde verschraubar ist.

Im Gegensatz zu der oben beschriebenen Druckscheibenendoprothese werden die Belastungskräfte nicht in die Kortikalis des Femurs eingeleitet, sondern direkt in die Spongiosa im Inneren des Femurs, nachdem Knochentrapéz während die Einheilungsphase durch die offenmaschige dreidimensionale Raumnetzstruktur auf der Hülsenußenseite gewachsen ist. Es wird also mit der erfindungsgemäßen Endoprothese genau der Weg beschrieben, welcher in der DE 27 24 234 C2 als nachteilig angesehen worden ist, nämlich die Spongiosa zu belasten. Nach der Einheilphase verteilt sich die Hülse der Endoprothese in Nachbildung der natürlichen Verhältnisse aufgrund ihrer quasi Aufhängung an vielen Knochentrapézeln dynamisch, d. h. sie kann abhängig von den jeweiligen Belastungen aus-

weichende Bewegungen durchaus nachvollziehen und Ausgleichsbewegungen vollführen. Diese Art der Fixation einer Endoprothese entspricht den neueren Erkenntnissen aus der Chirurgie, daß nämlich in einem Röhrenknochen die Hauptlasten nicht von der Kortikalis, sondern von der Spongiosa aufgenommen werden. Es findet mit der erfundungsgemäßen Endoprothese keine Druckbeaufschlagung der Kortikalis statt.

Zur Vorbereitung der Implantation wird zunächst der zerstörte Femurkopf durch eine subcapitale Resektion entfernt, und zwar im wesentlichen orthograd zur Schenkelhalsachse. Sodann wird mittels eines Fräzers, der eine im wesentlichen gleiche Außenkontur wie die zu implantierende Hülse aufweist, in den Schenkelhals getrieben und eine entsprechende Bohrung oder Aushöhlung in der Spongiosa des Femurs hergestellt. Sodann kann die Hülse in den ausgefrästen Raum im Schenkelhals gesetzt werden. Zur lateralen Festlegung der Hülse ist vorgesehen, von außen an den Femur die erwähnte Zugplatte anzulegen, welche mittels einer Zugschraube mit dem Inneren der Hülse verschraubar ist. Zu diesem Zweck muß die Kortikalis lateral aufgebohrt werden, so daß die Zugschraube durch die Kortikalis in das Innere der Hülse geführt werden kann, um dort verschraubt zu werden. Die Zugplatte bildet mit der Zugschraube ein im Prinzip bekanntes System der Zuggurtung.

Der mit dem proximalen Ende der Hülse zu verbindende Adapter kann beliebige geeignete Formen annehmen. Generell ist jedoch darauf zu achten, daß keinerlei Effekte wie bei der Druckscheibe entstehen, wie sie aus der genannten DE 27 24 234 C2 bekannt sind.

Die Hülse sollte vorteilhafterweise im Querschnitt eine ovalförmige Gestalt haben. Hierdurch wird von vornherein eine Rotationsstabilität der Hülse in der Spongiosa erzielt.

Bevorzugt ist im übrigen die Ausbildung der Hülse derart, daß sie sich von ihrem proximalen Ende hin zu ihrem distalen Ende konisch verjüngt. Zum einen entspricht dies der mehr oder weniger konischen Ausbildung des Schenkelhalses, stellt also eine Adaption dar. Zum anderen wird durch Flächenpressung während der Einheilphase die Kräfteverteilung günstiger wie bei einer Osteosynthese, wenn die Hülse mit der Zugschraube verspannt ist und unter Belastung gesetzt wird, als wenn die Hülse beispielsweise zylindrisch ausgeformt ist.

Die Raumnetzstruktur auf der Hülsenaußenseite muß nicht von homogener Maschigkeit sein. Vielmehr wird gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung vorgesehen, daß die Raumnetzstruktur auf den nach kaudal und nach kranial (also nach oben und nach unten) weisenden Hülsenaußenseiten grobmaschig mit Maschenweiten zwischen 3 bis 6 mm ausgebildet ist. Dies entspricht den Hauptbelastungsrichtungen der Hülse in dem natürlichen Spongiosabett im Femur und den Trajektorien des Spongiosagewebes des natürlichen Implantat-Lagers im Femur.

Als eine weitere anatomische Adaption ist vorteilhaft vorgesehen, daß die Raumnetzstruktur in Richtung ventral und dorsal auf der Hülsenaußenseite feinmaschig mit Maschenweiten zwischen 1 bis 2,5 mm ausgebildet ist. Die bereits angesprochene Ovalform des Querschnittes der Hülse ergibt sich bei der Ausbildung der Raumnetzstruktur auf der Hülsenaußenseite mit zwei unterschiedlichen Maschenweiten in diesem Falle von selbst. In diesem Falle wäre die größere Hauptachse des Oval zu suchen in den Bereichen, in denen die grobmaschige Raumnetzstruktur angeordnet ist, die kleinere

Nebenachse hingegen bei den kleineren Maschenweiten.

Bei besonders bevorzugter Ausbildung ist vorgesehen, daß der Adapter für die Gelenkkugel im wesentlichen als Doppelsteckkonus ausgebildet ist mit einem an den beiden Konusbasen umlaufenden Flansch, wobei im proximalen Bereich der Hülse eine dem einen Steckkonus ausgebildete konische Steckhülse vorgesehen ist. Zwischen dem einen Steckkonus und der Steckhülse in der Hülse kann also eine konische Klemmverbindung nach bekannten Prinzipien hergestellt werden, wohingegen der andere Steckkonus mit einer Steckhülse in einem künstlichen Gelenkkopf zusammenarbeitet.

Zu bemerken ist hierbei folgendes: der an den beiden Konusbasen umlaufende Flansch dient nicht zur Anlage auf der Resektionsfläche, wie dies beispielsweise bei der proximalen Druckscheibe gemäß der DE 27 24 234 C2 der Fall ist. Idealerweise befindet sich zwischen der Resektionsfläche und der dieser zugewandten Seite des Flansches nach Herstellung der konischen Klemmverbindung zur implantierten Hülse ein Spalt von etwa 1 mm Breite. Dieser wird nach der Implantation im Laufe der Zeit von Knochentrapezeln durchwachsen werden, wenn der Flansch auf seine nach außen weisenden Flächen mit einer offenmaschigen dreidimensionalen Raumnetzstruktur belegt ist. Diese Arretierung dient lediglich der Festlegung des Adapters, nicht der Krafteinleitung von Belastungskräften in die Kortikalis des Femurs. Alternativ wäre auch eine Festlegung mittels Schrauben denkbar.

Im Falle eines notwendigen Revisionseingriffes paßt in den angesprochenen Spalt das Sägeblatt einer Säge, mit welcher die Knochentrapezeln zwischen Adapter, Flansch und Resektionsfläche einfach durchtrennt werden können, so daß der Adapter aus der Hülse mittels eines Abziehwerkzeuges einfach abgezogen werden kann.

Der Adapter kann durch eine weitere vorteilhafte Maßnahme weiter in seinem konischen Klemmsitz gesichert werden, dadurch, daß im der Hülse zuzuwendenden Steckkonus des Adapters eine Sackbohrung mit Innengewinde vorgesehen ist, mit welchem das Ende der mit einem entsprechenden Gewindeabschnitt versehenen Zugschraube zur Arretierung verschraubar ist. In diesem Falle greift also die Zugschraube durch das Innere der Hülse weit über das Gewinde hinaus, mit welchem die Zugplatte mit der Hülse mittels der Zugschraube verschraubar ist, nämlich bis weit hinein in den Bereich der proximalen Steckhülse. Der Steckkonus des Adapters wird in diesem Falle also regelrecht in die konische Klemmhülse der Hülse im Femur durch die Zugschraube hineingezogen und dort unverrückbar festgelegt.

Damit es nach Herstellung der Verbindung zwischen Hülse und Zugplatte außen an der Kortikalis des Femurs nicht zu deren Lockerung kommt beim Herstellen der Verbindung zwischen dem Adapter und der Hülse, weist der Gewindeabschnitt am Ende der Zugschraube vorzugsweise eine andere Steigung auf als das Gewinde im Inneren der Hülse. Hierdurch wird ein Selbstkontereffekt erzielt, der eben eine Lockerung der zuerst hergestellten Verbindung unterbindet.

Gemäß einer noch weiteren vorteilhaften Ausführungsform der Schenkelhalsendoprothesen ist vorgesehen, daß sie dem Femur zuzuwendenden Flächen der Zugplatte ebenfalls mit einer offenmaschigen dreidimensionalen Raumnetzstruktur belegt sind. Hierdurch erfolgt eine weitere Festlegung des Implantates gegen-

über Mikrobewegungen bei Belastungen. Theoretisch könnte zwar auf die Zugplatte nach einem vollständigen Einheilen der Hülse im Spongirosaum des Femurs verzichtet werden, da diese Fixationsart zu einem äußerst innigen Verbund zwischen Implantat und der Knochenumgebung führt. Überlegungen hinsichtlich einer Langzeitfixation und hinsichtlich der Vermeidung eines unnötigen Risikos können es jedoch erwünscht erscheinen lassen, diese zusätzliche Sicherungsmaßnahme an der Zugplatte vorzusehen.

Eine weitere Sicherungsmaßnahme hinsichtlich der Lage der Zugplatte an der lateralen Kortikalis des Femurs ist vorteilhaft dann gegeben, wenn die Zugplatte mit wenigstens einem in Richtung des Femurs weisenden Widerlagers in Form eines Zapfens versehen ist, welcher mit der Zugplatte im wesentlichen denselben Winkel einschließt wie die Hauptachse der Hülse mit der Zugplatte, wobei unter der Achse der Zugplatte deren Hauptachse zu verstehen ist. Das Widerlager wirkt rotationshemmend. Gleichzeitig können etwaige Biegemomente abgelöst werden.

Die Erfindung wird anhand eines Ausführungsbeispiels näher erläutert. Hierbei zeigt

Fig. 1 die Schnittansicht einer im Femur zu implantierenden Hülse der Endoprothese,

Fig. 2 die Schnittansicht der Zugplatte der Endoprothese,

Fig. 3 die Ansicht der Zugschraube,

Fig. 4 die Ansicht in Richtung des Pfeils IV in Fig. 1 auf das proximale Ende der Hülse,

Fig. 5 die Ansicht des Adapters zur Aufnahme einer künstlichen Gelenkkugel, teilweise im Schnitt,

Fig. 6 die Komponenten der Endoprothese aus den Fig. 1 bis 5 in schematisch dargestellter Lagebeziehung entsprechend der Lagebeziehung bei der Implantation, und

Fig. 7 die schematisch dargestellte Implantationslage der Endoprothese in dem Schenkelhals eines Femurs.

Nachfolgend sind dieselben Teile mit denselben Bezugssymbolen versehen.

In Fig. 1 ist die Hülse 1 der erfindungsgemäßen Endoprothese dargestellt. Die Hülse weist ein proximales Ende 8 und ein distales Ende 6 auf. Im dargestellten Ausführungsbeispiel verläuft die Hülse von ihrem proximalen Ende 8 hin zu ihrem distalen Ende 6 sich konisch verjüngend, was die erwünschten Effekte hinsichtlich der Kraftverteilung bewirkt. Die im Schnitt dargestellte Hülse 1 ist auf ihren Außenflächen vorliegend mit einer offenmaschigen dreidimensionalen Raumnetzstruktur 3 relativ grober Maschenweite (3 bis 6 mm) belegt, und zwar auf den Hülsenaußenseiten, die nach Implantation im Femur nach kaudal und nach kranial zeigen. Dies entspricht in anatomischer Adaption in etwa den Größen der natürlichen Knochentrapekel in diesem im Schenkelhals.

Auf den nach ventral und dorsal weisenden Hülsenaußenseiten (Fig. 4) ist zwar ebenfalls eine offenmaschige dreidimensionale Raumnutzstruktur vorgesehen, jedoch mit wesentlich geringerer Maschenweite, wie dies in Fig. 4 schematisch dargestellt ist. Diese Maschenweiten betragen zwischen 1 bis 2,5 mm.

Im distalen Ende 6 der Hülse 1 ist eine Druchbohrung 5 vorgesehen, der sich in Richtung auf das proximale Ende 8 der Hülse 1 ein Innengewinde 7 anschließt. Dieses geht über in eine zylindrische Bohrung, welche schließlich in einer konischen Klemmhülse 12 am proximalen Ende 8 endet.

Eine weitere wichtige Komponente der Endoprothe-

se ist die Druckplatte 3, wie sie in beispielhafter Ausführungsform in Fig. 2 in Schnittansicht gezeigt ist. Sie besteht im wesentlichen aus einem plattenförmigen Element, welches eine Durchbohrung 21 aufweist zur Durchführung einer Zugschraube, wie weiter unten noch näher erläutert werden wird.

Sie weist auf ihrer dem Femur zuzwendenden Fläche eine offenmaschige dreidimensionale Raumnetzstruktur auf, durch welche Knochentrapekel ausgehend von der Kortikalis des Femurs hindurchwachsen, um eine Lagefixierung der Druckplatte 3, aber auch der mit ihr nach der Implantation verbundenen Hülse 1 zu erreichen.

Wie ersichtlich, weist die Zugplatte 3 femurwärts ein Widerlager in Form eines Zapfens 18 auf, der hier im selben Winkel geneigt ist wie die Hauptachse der Hülse 1 zur Zugplatte 3.

Hierdurch wird eine besondere Stabilität hinsichtlich etwaig angreifender Biegemomente erzielt.

Fig. 3 zeigt eine Ansicht der Zugschraube 4. Diese weist ausgehend von ihrem Kopf 19 vier Abschnitte auf. Zunächst schließt sich dem Kopf 19 ein zylindrischer Abschnitt 15 mit verringertem Durchmesser gegenüber dem sich daran anschließenden zylindrischen Abschnitt 22 auf. Dieser wiederum folgt ein Gewindeabschnitt 7', dem sich ein weiterer Gewindeabschnitt 14' anschließt. Der Gewindeabschnitt 7' arbeitet mit dem Innengewinde 7 in der Hülse 1 zusammen, wenn nämlich die Zugschraube 4 durch die Zugplatte 3 und die Bohrung in der Kortikalis des Femurs durch die Durchbohrung 5 in der Hülse 1 hindurchgeführt wird. Die Zugschraube 4 zieht sozusagen die Hülse 1 mittels der Zugplatte 3 nach lateral in ihre Implantationsanlage. Der durchmesserreduzierte Abschnitt 15 dient zur Feineinstellung der Lage der Zugschraube 4 in der Druckplatte 3 in deren Durchbohrung 21.

Der distale Gewindeabschnitt 14' der Zugschraube 4 arbeitet mit dem Adapter 2 zusammen, wie er beispielhaft in Fig. 5 teilweise im Schnitt dargestellt ist. Der Adapter 2 besteht vorliegend aus zwei Steckkonusen 10 und 10' die voneinander wegragen. Der Steckkonus 10 ist dazu vorgesehen, in die Steckhülse 12 der Hülse gesetzt zu werden und dort unter der Wirkung der entstehenden konischen Klemmverbindung zu verharren. Zur weiteren Lagesicherung ist im Steckkonus 10 eine Sackbohrung 13 mit einem Innengewinde 14 vorgesehen. Mit diesem Innengewinde 14 wird der Gewindeabschnitt 14' der Zugschraube 4 verschraubt.

Mit dem anderen Steckkonus 10' ist in herkömmlicherweise eine künstliche Gelenkkugel verbindbar, ebenfalls unter der Wirkung einer zwischen dem Konus 10' und einer Steckhülse in der Gelenkkugel herzustellenden konischen Klemmverbindung.

Im Bereich der Basen der Konen 10 und 10' des Adapters 2 ist ein umlaufender Flansch 11 ausgebildet. Dieser Flansch dient — wie weiter oben bereits ausgeführt — nicht dazu, eine Ablastung auf der Resektionsfläche des Femurs zu bilden. Dieser Flansch dient lediglich der Rotationssicherung. Zu diesem Zweck sind in dem Flansch 11 einige periphere Bohrungen 23 vorgesehen, durch welche hindurch geeignete Befestigungsmittel (nicht dargestellt) gesetzt werden können, um eine Rotationsicherung durchzuführen. Beispielsweise können kleine Schrauben in den Femur durch die Bohrungen 23 hindurchgeführt werden. Alternativ hierzu oder zusätzlich zu dieser Befestigungsmöglichkeit ist vorgesehen, daß die nach außen weisenden Flächen des Flansches 11 mit einer offenmaschigen dreidimensionalen Raumnetz-

struktur 16 belegt sind. Nach der Implantation der Endoprothese werden Knochentrapekel von der Resektionsfläche des Femurs in diese Raumstrukturen hineinwachsen bzw. diese durchwachsen und so zu einer Rotationsstabilität führen.

Bevorzugt erfolgt die Implantation der Endoprothese so, daß zwischen der Resektionsfläche und dem Flansch 11 ein Spalt von beispielsweise 1 mm frei bleibt. Dieser Spalt kann problemlos von den Knochentrapekeln überwunden werden, andererseits jedoch bei einem Revisionseingriff leicht durch ein in diesen Spalt hineinzu führendes Sägeblatt wieder aufgetrennt werden.

Aus Fig. 6 ergibt sich schematisch der Effekt der Zusammenwirkung der vorbeschriebenen Komponenten der Endoprothese.

Bei der Implantation befindet sich zwischen der Zugplatte 3 und der Hülse 1 die laterale Kortikalis des Femurs (nicht dargestellt). Die Zugschraube 4 wird durch die Durchbohrung 21 in der Zugplatte 3 und durch die Bohrung in der Kortikalis in die Hülse 1 geführt. Sodann wird der Gewindeabschnitt 7' der Zugschraube 4 mit dem Innengewinde 7 in der Hülse 1 verschraubt, wobei die Hülse 1 dann nach außen (lateral) gezogen wird. Danach kann der Adapter 2 an die Hülse 1 herangebracht werden unter Einsetzen des Steckkonus 10 des Adapters 2 in die Steckhülse 12 in der Hülse 1. Dies geschieht im dargestellten Fall durch ein Einschrauben des Adapters, wobei der Gewindeabschnitt 14' der Zugschraube 4 mit dem Innengewinde 14 in Steckkonus 10 verschraubt wird.

Eine Rotationsstabilität der Hülse 1 wird von vorn herein durch die ovale Querschnittsform erzielt, welche sich vorliegend aus der Belegung der Außenflächen der Hülse 1 mit offenmaschigen dreidimensionalen Raumnetzstrukturen mit unterschiedlichen Maschenweiten — wie beschrieben — ergibt.

Schließlich sei auf Fig. 7 kurz hingewiesen, aus der heraus sich die Lage der Endoprothese in situ schematisch ergibt. Zusätzlich dargestellt ist eine künstliche Gelenkkugel 20, die mit einer künstlichen Gelenkpfanne zusammenwirkt, um ein künstliches Hüftgelenk zu ergeben. Die Darstellung in Fig. 7 dient lediglich der Anschaugung.

Patentansprüche

45

1. Schenkelhalsendoprothese für ein künstliches Hüftgelenk, aufweisend

— eine zementlos im oberen Bereich eines Femurs unterhalb des Trochanter majors implantierbare Hülse (1), mit deren proximalem Ende (8) ein Adapter (2) zur Aufnahme einer künstlichen Gelenkkugel (20) verbindbar ist, wobei die Hülsenaußenseite zumindest teilweise mit einer offenmaschigen dreidimensionalen Raumnetzstruktur (9) belegt ist, sowie

— eine Zugplatte (3), an der eine Zugschraube (4) anschlagbar ist, die durch eine Durchbohrung (5) im distalen Ende (6) der Hülse (1) in deren Inneres setzbar und mit einem dort vorgesehenen Gewinde (7) verschraubbar ist.

2. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 1, bei der die Hülse (1) von ihrem proximalen Ende (8) zu ihrem distalen Ende (6) konisch sich verjüngend ausgebildet ist.

3. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 1, bei der die Raumnetzstruktur (9) auf den nach kaudal und nach kranial weisenden Hülsenaußenseiten

65

grobmaschig mit Maschenweiten zwischen 3 bis 6 mm ausgebildet ist.

4. Schenkelhalsendoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei der die Raumnetzstruktur (9) in Richtung ventral und dorsal auf der Hülsenaußenseite feinmaschig mit Maschenweiten zwischen 1 bis 2,5 mm ausgebildet ist.

5. Schenkelhalsendoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei der der Adapter (2) für die Gelenkkugel im wesentlichen als Doppelsteckkonus (10, 10') ausgebildet ist mit einem an den beiden Konusbasen umlaufenden Flansch (11), wobei im proximalen Bereich der Hülse (1) eine dem einen Steckkonus (10) entsprechend ausgebildete konische Steckhülse (12) vorgesehen ist.

6. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 5, bei der im der Hülse (1) zuzuwendenden Steckkonus (10) des Adapters (2) eine Sackbohrung (13) mit Innengewinde (14) vorgesehen ist, mit welchem das Ende der mit einem entsprechenden Gewindeabschnitt (14') versehenen Zugschraube (4) zur Arretierung verschraubar ist.

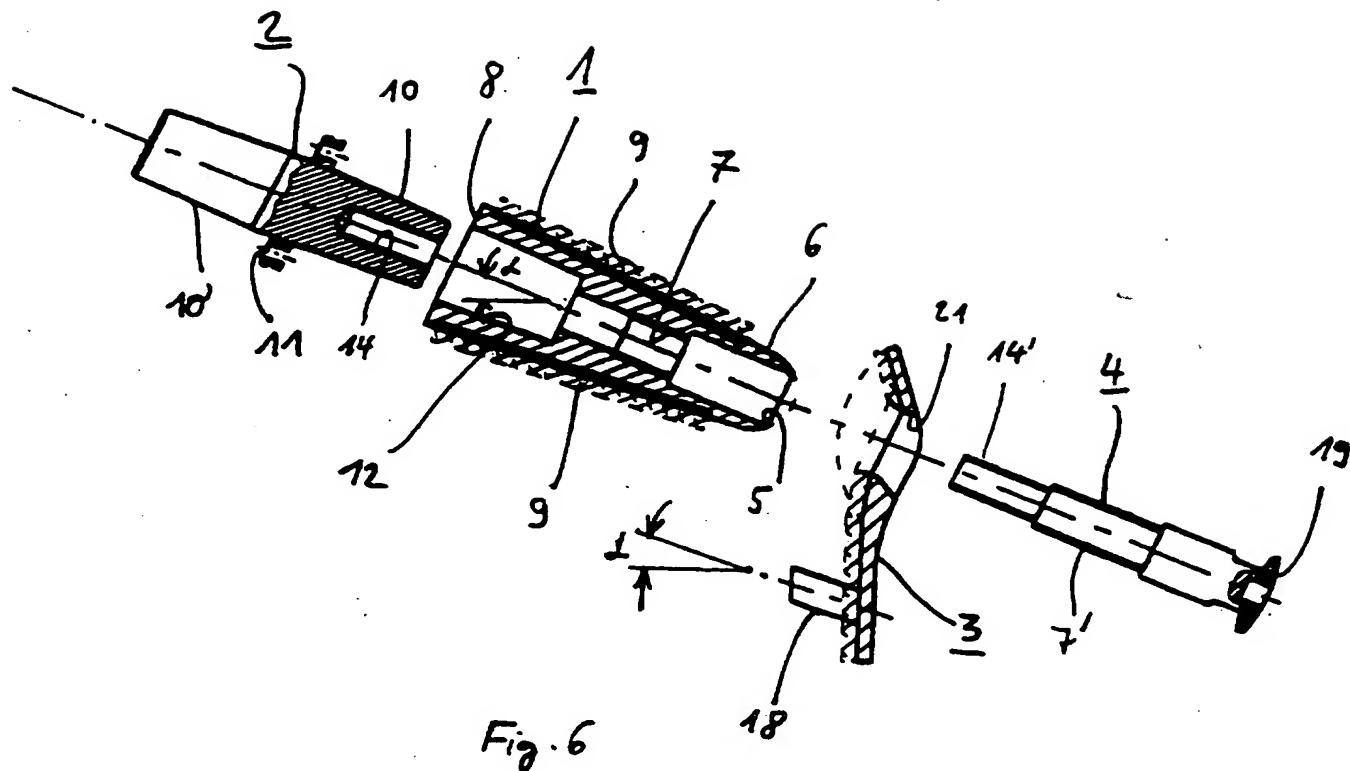
7. Schenkelhalsendoprothese nach Anspruch 6, bei der der Gewindeabschnitt (14') am Ende der Zugschraube (4) eine andere Steigung aufweist als das Gewinde (7) im Inneren der Hülse (1).

8. Schenkelhalsendoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 7, bei der die nach außen weisenden Flächen des Flansches (11) des Adapters (2) mit einer offenmaschigen dreidimensionalen Raumnetzstruktur (16) belegt sind.

9. Schenkelhalsendoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 8, bei der die dem Femur zuzuwendenden Flächen der Zugplatte (3), mit einer offenmaschigen dreidimensionalen Raumnetzstruktur (17) belegt sind.

10. Schenkelhalsendoprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 9, bei der die Zugplatte (3) mit wenigstens einem in Richtung des Femurs weisenden Widerlagers in Form eines Zapfens (18), welcher mit der Zugplatte im wesentlichen denselben Winkel α einschließt wie die Hauptachse der Hülse, versehen ist.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen



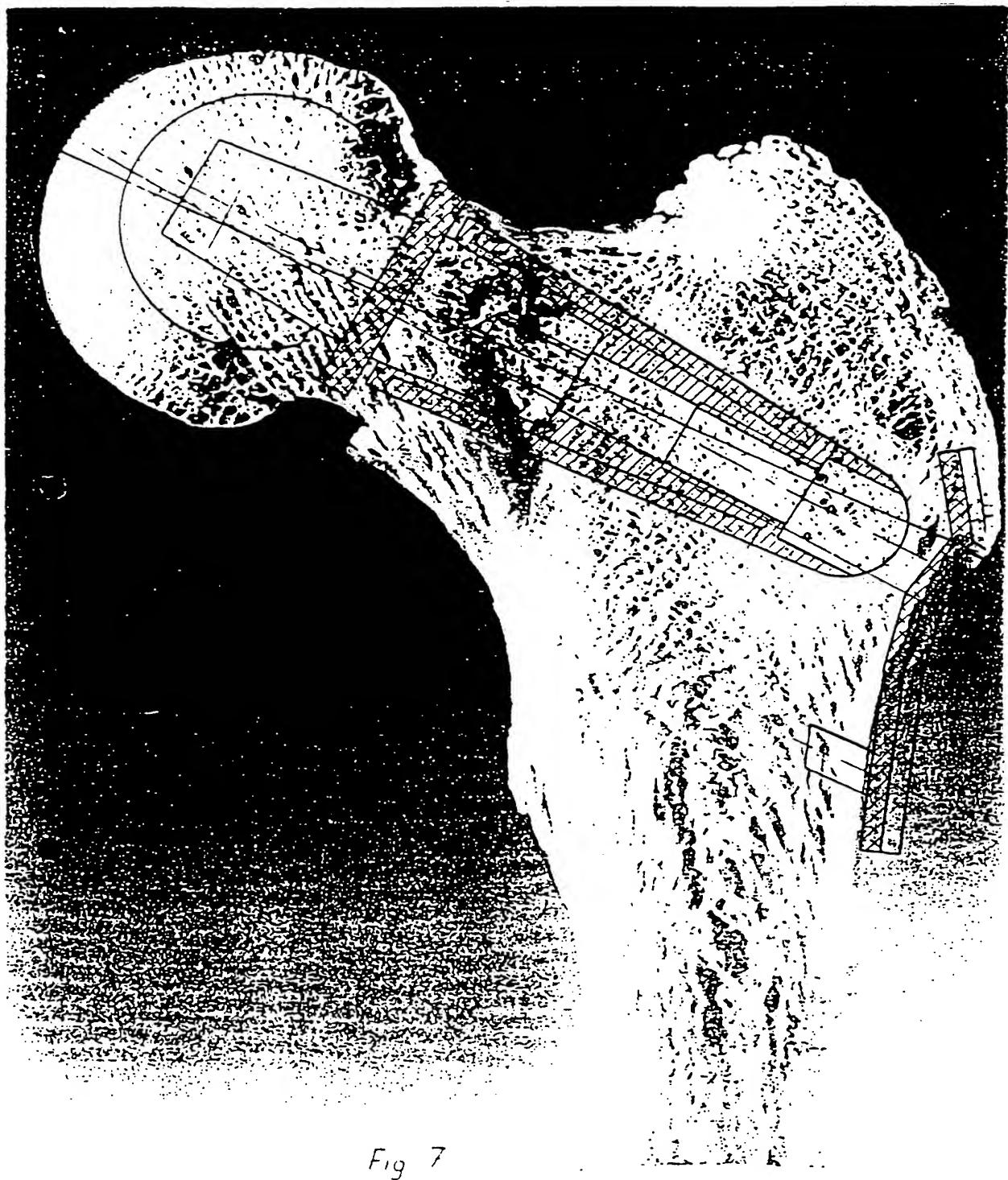


Fig 7

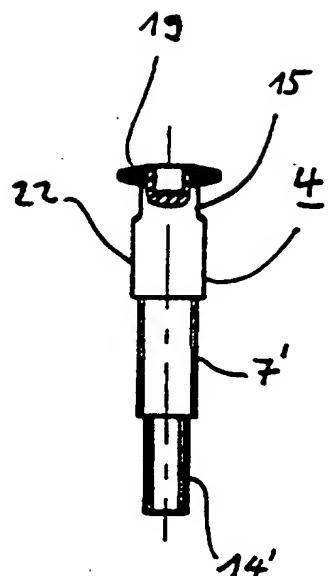


Fig. 3

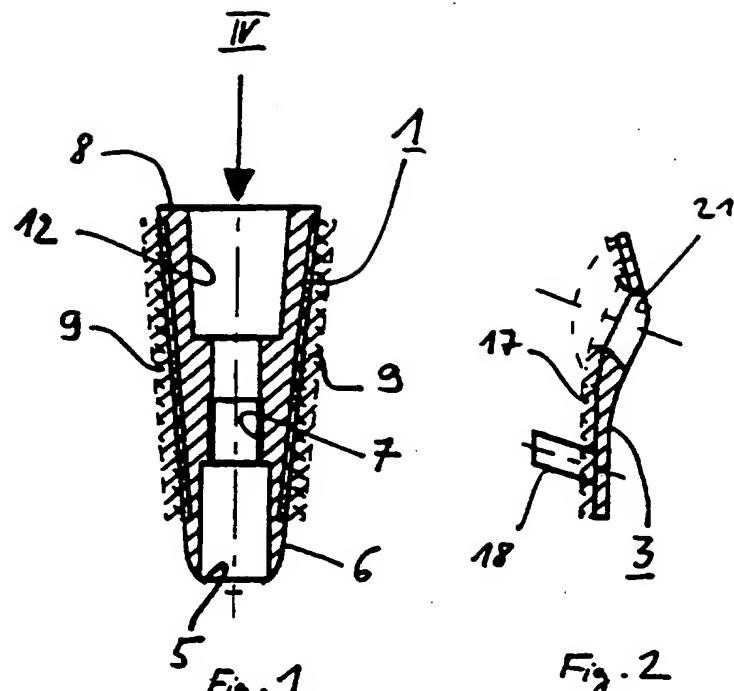


Fig. 1

Fig. 2

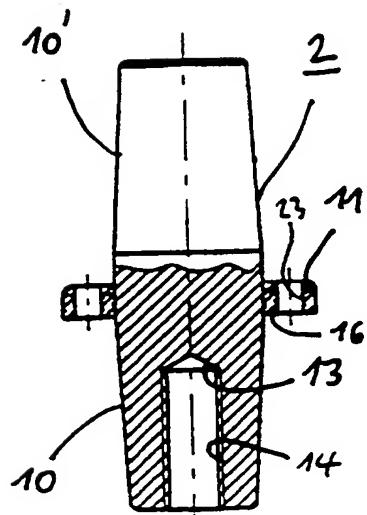


Fig. 5

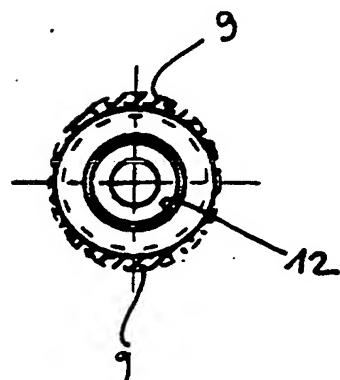


Fig. 4